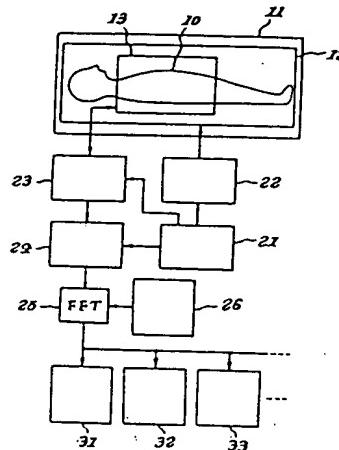


(54) MR IMAGING DEVICE

(11) 2-224736 (A) (43) 6.9.1990 (19) JP
 (21) Appl. No. 64-49376 (22) 28.2.1989
 (71) SHIMADZU CORP (72) KAZUHIRO KONO
 (51) Int. Cl^s. A61B5/055,G01R33/48

PURPOSE: To enhance the time resolution of image by performing a plurality of continuous runs of scans for collecting data of each line while the amount of phase encoding is varied in the same direction, and by restructuring the image from the data of the number of lines corresponding to one picture as continuous along the time axis.

CONSTITUTION: An RF coil 13 is set on a person inspected 10, and a high frequency signal is fed from a high frequency transmitting/receiving circuit 23 to excite a spin in the person 10, and NMR signals are received by the high frequency transmitting/receiving circuit 23. The NMR signals are subjected to sampling, and the data obtained for one line are accommodated in a data collection memory 24. A measuring control device 21 is controlled so that each scan is made while the amount of phase encoding is varied in the same sequence and in the same direction. All phase encoding amounts are collected in lineup if data are continuous along the time axis among the data of many lines which have been obtained with the first run photographing and second run photographing, and it is possible to restructure the image. If restructuring of image is made from the data of lines corresponding to one picture as time dislocated in a shorter unit than the time of one scan, a plurality of images of the same part are obtained at short intervals of images.



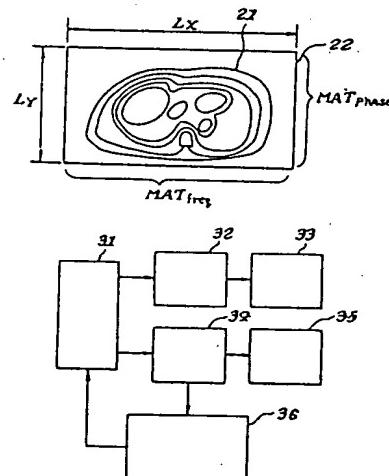
11: main magnet, 12: inclined magnetic field coil, 22: inclined magnetic field power supply, 26: memory, 31,32,33: image memory

(54) MR IMAGING METHOD

(11) 2-224737 (A) (43) 6.9.1990 (19) JP
 (21) Appl. No. 64-49377 (22) 28.2.1989
 (71) SHIMADZU CORP (72) KAZUNARI YAMAZAKI
 (51) Int. Cl^s. A61B5/055,G01R33/48

PURPOSE: To shorten the photographing time without deterioration of the resolution for image by narrowing the imaging view field in the direction of phase encoding.

CONSTITUTION: From an RF transmitting/receiving device 34 a high frequency signal is sent to an RF coil 35 to excite a spin in an object to be photographed. From an inclined magnetic field power supply 32, current is sent to an inclined magnetic field generating coil 33 under the control of a measuring control device 31, and an inclined magnetic field for selection of slice is impressed, and also the inclined magnetic field for frequency encoding and inclined magnetic field for phase encoding are impressed. NMR signals generated from the object are received by an RF coil 35 and taken into a computer 36 to serve collecting the data. The sideways size Lx of the profile image 21 from the object shall preferably be greater than its longitudinal size Ly, which yields a non-square imaging view field 22. The sideways matrix MATfreq shall be related to the longitudinal matrix MATphase so that they meet the equation $Lx/MATfreq = Ly/MATphase$, so as not to impair the isotropic property of picture element. The number of phase encodings shall be the same as MATphase, and the number of repetitions in pulse sequence is decreased by MATfreq - MATphase, so as to shorten the photographing time.



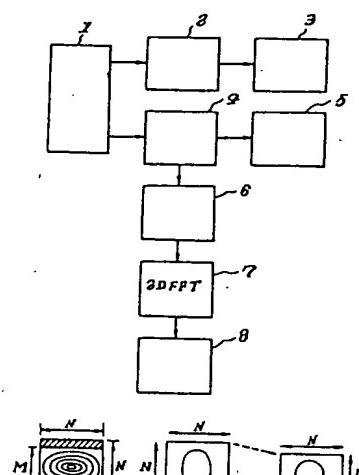
36: computer

(54) MR IMAGE RESTRUCTURING METHOD

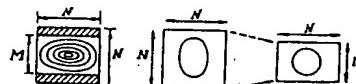
(11) 2-224738 (A) (43) 6.9.1990 (19) JP
 (21) Appl. No. 64-49378 (22) 28.2.1989
 (71) SHIMADZU CORP (72) KAZUNARI YAMAZAKI
 (51) Int. Cl^s. A61B5/055,G01R33/48

PURPOSE: To make Fourier transform in a short time and restructure an image by refilling zero data at the perimeter in the phase encoding direction, increasing the number of data pieces in the phase encoding direction, performing fast Fourier transform(FFT) both in the frequency and phase directions for restructuring of the image, and compressing the matrix in phase encoding direction of the image.

CONSTITUTION: The timings of RF excitation and the generation of an inclined magnetic field are controlled by a measuring control device 1, and NMR signals undergo phase and frequency encoding. The NMR signals are received by an RF coil 5 and sent to an RF transmitting/receiving device 4 to undergo detection and sampling. The crude data become a one at N-point in the frequency encoding direction and at M-point in the phase encoding direction. A data refilling circuit 6 refills zero data to the perimeter in the phase encoding direction to turn it into a data of N·N matrix, which is FFT'ed by a two-dimensional FFT device 7. Now an intermediate image having N·N picture elements is restructured, and because this is prolonged in an amount corresponding to 1/Wm in the phase encoding direction, the matrix in the phase encoding direction is compressed by a matrix compressing circuit 8.



2: inclined magnetic field power supply, 3: inclined magnetic field generating coil



別添③

⑨ 日本国特許庁 (JP) ⑩ 特許出願公開
 ⑪ 公開特許公報 (A) 平2-224738

⑫ Int. Cl.⁵
 A 61 B 5/055
 G 01 R 33/48

識別記号 廷内整理番号

⑬ 公開 平成2年(1990)9月6日

7831-4C A 61 B 5/05 377
 7831-4C 376
 7621-2C G 01 N 24/08 Y

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全4頁)

⑭ 発明の名称 M R 画像再構成法

⑮ 特 願 平1-49378

⑯ 出 願 平1(1989)2月28日

⑰ 発 明 者 山 崎 一 成 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所三条工場内

⑱ 出 願 人 株式会社島津製作所 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

⑲ 代 理 人 弁理士 佐藤 祐介

明 細 書

1. 発明の名称

M R 画像再構成法

2. 特許請求の範囲

(1) $N = 2^n$ なる整数 N が周波数エンコード数、 $2^{n-1} \leq M \leq 2^n$ を満足する整数 M が位相エンコード数となっている生データマトリクスに対し、位相エンコード方向の周辺にゼロデータを補充して位相エンコード方向のデータ点数を N に増加した後、周波数エンコード方向及び位相エンコード方向とも FFT を行なって画像再構成し、再構成された画像の位相エンコード方向のマトリクスを N 点から M 点に圧縮することを特徴とする M R 画像再構成法。

3. 発明の詳細な説明

【産業上の利用分野】

この発明は、磁気共鳴 (MR) を利用して収集したデータを再構成する方法に関する。

【従来の技術】

通常の MR 画像装置では 2 次元フーリエ変換法

により画像再構成しており、この 2 次元フーリエ変換処理の高速化のため高速フーリエ変換 (FFT) アルゴリズムを用いている。この FFT にはデータ点数を 2^n とするという制約があり、そのため、一般にはこの制約に整合するよう生データのマトリクスをそのデータ点数が縦・横とも 2^n となるようにしている。

ところが生データのマトリクスを任意のものとする場合もある。たとえば、周波数エンコード数を N ($N = 2^n$)、位相エンコード数を M ($2^{n-1} \leq M \leq 2^n$) として位相エンコード数を減少させ、データ収集のための時間を短縮することが考えられる。このような場合、周波数エンコード方向には N 点の FFT を採用できるが、位相エンコード方向には M 点の任意点デジタルフーリエ変換 (DFT) アルゴリズムを行なうようにしている。

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、このような DFT を行なう場合、その処理に非常に時間がかかるという問題がある。すなわち、 N 点 FFT では $N \log_2 N$ 回の乗算・加

算演算が必要であるのに対し、M点DFTでは M^2 の乗算・加算が必要となり、 $N = 2^n$ なる同一N点のフーリエ変換であればDFTはFFTに比べて $2^n/n$ だけ演算時間を要することになる。たとえば $N = 256$ のときDFTはFFTの32倍の演算回数となる。そのため、位相エンコード数を少なくしてデータ収集時間を短縮しても画像再構成に非常に時間がかかり、全体の患者の拘束時間としては少しも短縮できない。

この発明は、生データのマトリクスを任意のものとした場合でも演算回数をそれほど増やさず、短時間のうちにフーリエ変換処理して画像再構成できる、MR画像再構成法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、この発明によるMR画像再構成法においては、 $N = 2^n$ なる整数Nが周波数エンコード数、 $2^{n-1} \leq M \leq 2^n$ を満足する整数Mが位相エンコード数となっている生データマトリクスに対し、位相エンコード方向の周辺にゼ

解消され、M点のDFTを行なって得た画像と等価な画像を得ることができる。

ここで、N点のFFTの演算回数は $N \log_2 N$ であり、マトリクス圧縮は3Mの演算回数となるため、合計 $N \log_2 N + 3M$ の回数の乗算・加算演算となって、たとえば $M = N = 256$ であればFFTに比べて1.375倍程度の演算回数にすぎず、DFTの場合の32倍に比べて圧倒的な高速化が図れる。

【実施例】

つぎにこの発明の一実施例について図面を参照しながら説明する。第1図はこの発明にかかるMR画像再構成法を行なうMRシステムの一例を示すものである。この実施例では、イメージング視野が第2図のように位相エンコード方向(縦方向)のサイズ L_y が周波数エンコード方向(横方向)のサイズ L_x よりも小さいとする。これは通常の人体の断面形状に合致するものである。周波数エンコード方向のマトリクス(周波数エンコード数) N と位相エンコード方向のマトリクス(位相エン

ロデータを補充して位相エンコード方向のデータ点数をNに増加した後、周波数エンコード方向及び位相エンコード方向ともFFTを行なって画像再構成し、再構成された画像の位相エンコード方向のマトリクスをN点からM点に圧縮することが特徴となっている。

【作用】

データ点数が 2^n となっていることを満足しない位相エンコード方向につき、その周辺にゼロデータが補充され、データ点数が増やされて、データ点数が 2^n とされる。

そこで、この位相エンコード方向にもFFTを行なうことができるようになる。周波数エンコード方向にもFFTを行い、画像が再構成される。

この再構成画像は、位相エンコード方向にN点の画素をもっており、もともとのM点の生データに対応するイメージング領域を位相エンコード方向に間延びさせたような画像となる。

そのため、この位相エンコード方向のマトリクスを圧縮し、M点とする。すると、この間延びが

コード数) Mは、西素の等方性を保つため、

$$L_x / N = L_y / M$$

を満たし、且つ

$$N = 2^n$$

$$2^{n-1} \leq M \leq 2^n$$

となるように定められる。

そして、1回の位相エンコード量は、マトリクスが $N \times N$ つまり位相エンコード数をNとしたときの $1/W_m$ 倍とされる。なお、このパラメータ W_m は

$$W_m = M / N$$

で定義されるマトリクスウェイトである。

このような位相エンコード数及び1回の位相エンコード量の制御は第1図の構成で測定制御装置1により行なわれる。すなわち、測定制御装置1によって傾斜磁場電源2が制御され、傾斜磁場発生コイル3に流す電流波形が所定のものとされることにより傾斜磁場強度が制御されて上記の位相エンコード量とされる。RF送受信装置4はRFコイルに所定のエンベロープの高周波信号を送り、

被検体（図示しない）のスピンを励起する。このRF励起と上記の傾斜磁場発生のタイミングは測定制御装置1により制御され、発生したNMR信号に位相及び周波数エンコードが施される。このNMR信号はRFコイル5によって受信され、RF送受信装置4に送られて検波・サンプリングされる。

こうして得られた生データは、第3図Aに示すように周波数エンコード方向にN点、位相エンコード方向にM点のものとなる。これがデータ補充回路6において位相エンコード方向の周辺部（斜線部）にゼロデータを補充されることにより、 $N \times N$ のマトリクスのデータにされる。このデータ補充回路6は具体的にはたとえば $N \times N$ のアドレスを持つメモリをすべてゼロに初期化し、そこに得られたデータをオーバーライトしていくことにより構成できる。

このようにしてゼロデータが補充され $N \times N$ のマトリクスとされた生データは、2次元FFT装置7によりFFTされる。この生データは横方向

ここでこの発明による画像再構成法の演算回数は $N \log_2 N + 3M$ であり、これに対してDFTの演算回数は M^2 、FFTの演算回数は $N \log_2 N$ であるから、これらの具体的の場合につき、演算回数を表にしてみると、

	256×256	256×192	256×128
本発明	2816	2624	2432
DFT	65536	36864	16384
FFT	2048	-	-

のようになり（但し共通演算項は除外してある）、DFTに比べて圧倒的に高速化できることが分かる。圧縮制御ベクタCOEF(ℓ, m)については N と M とが決まれば上記のように求められ、スキャン前に一度作成するだけであり、再構成時間にはほとんど寄与しない。

なお、上記の実施例は2次元イメージングについて適用したものであるが、容易に3次元イメー

にも縦方向にもデータ点数が $N=2^n$ となっているため、FFTできる。これにより第3図Bに示すような $N \times N$ の画素を持つ中間像が再構成される。

この中間像は位相エンコード方向（縦方向）に $1/W_m$ 分だけ間延びしたものとなっているので、つぎにマトリクス圧縮回路8で位相エンコード方向のマトリクスを圧縮する。これは第4図に示すように、位相エンコード方向の N 個の画素 a_1, a_2, \dots, a_N のデータを次の式

$$A_m = \sum_{\ell=1}^3 a_\ell \times COEF(\ell, m)$$

$$COEF(1, m) = 1 - \Delta L \cdot (m-1) + INT(\Delta L \cdot (m-1))$$

$$COEF(2, m) = 1 \text{ or } \Delta L - COEF(1, m)$$

$$COEF(3, m) = \Delta L - COEF(1, m) - COEF(2, m)$$

$$\Delta L = 1/W_m$$

$$n = \ell + INT(\Delta L \cdot (m-1))$$

$$1 \leq n \leq M$$

で示される演算により、 A_1, A_2, \dots, A_N の M 個の画素のデータに変換することにより行なわれる。したがってこのような圧縮には $3M$ 回の乗加算を要することになる。

シングに適用可能である。また、上記の例では W_m は50～100%の可変範囲とできるが、圧縮演算回数を $3M$ から $4M$ とすれば33～100%、 $5M$ とすれば25～100%というように圧縮演算回数を多くして W_m の可変範囲を広げることができる。

【発明の効果】

この発明のMR画像再構成法によれば、任意マトリクスの生データから高速に画像再構成できる。そのため、位相エンコード数を少なくしてデータ収集時間を短縮した場合でも画像再構成に時間がかかるということがなくなり、患者の拘束時間の短縮を真に達成でき、システム全体のスループットを向上できる。さらに位相エンコード数を少なくてすることは全体のデータ点数を減少させ、再構成画像の視野を必要な部分に絞って画素数を減少させることであるため、他のシステムへのデータの転送の高速化にもつながり、また画像記録メディアへの記録効率も上がる。

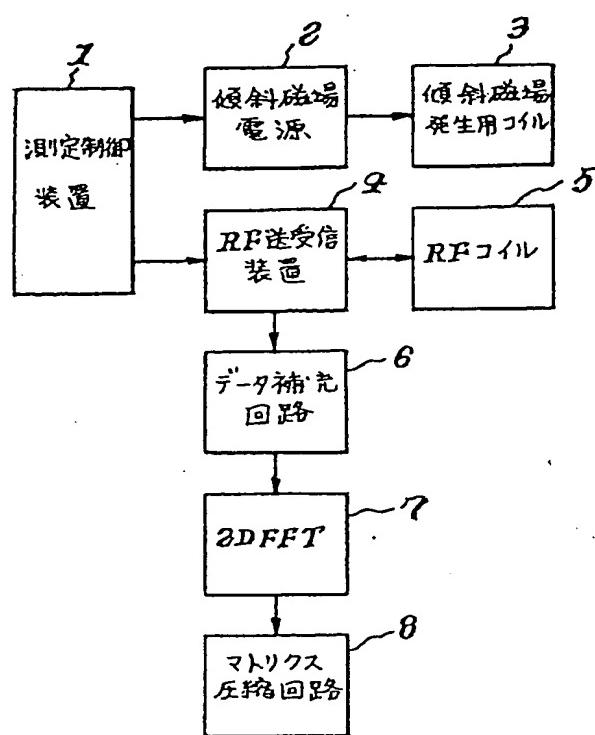
4. 図面の簡単な説明

第1図はこの発明の一実施例にかかるブロック図、第2図はイメージング視野及びマトリクスを示す図、第3図A、B、Cは各過程でのデータ及び画像を示す図、第4図はマトリクス圧縮を説明するための図である。

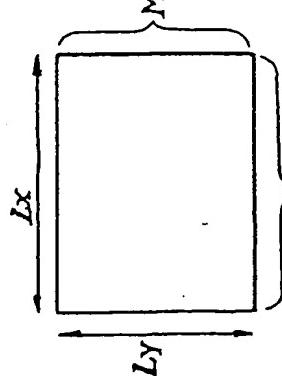
1…測定期制御装置、2…傾斜磁場電源、3…傾斜磁場発生用コイル、4…RF送受信装置、5…RFコイル、6…データ補充回路、7…2次元FFT装置、8…マトリクス圧縮回路。

出願人 株式会社島津製作所
代理人 弁理士 佐藤 勉介

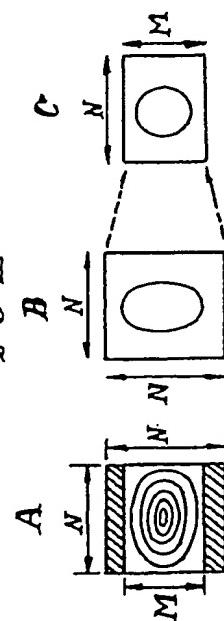
第1図



第2図



第3図



第3図

